

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2002 年 5 月 30 日 (30.05.2002)

PCT

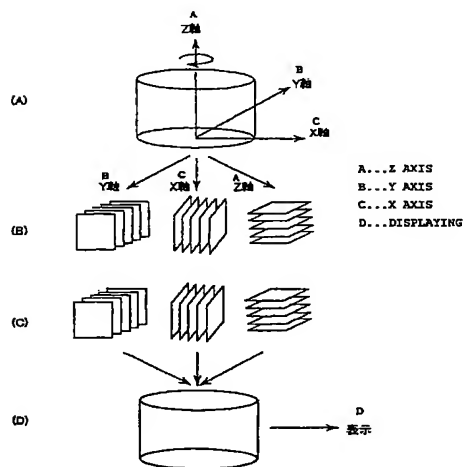
(10) 国際公開番号
WO 02/43001 A1

- (51) 国際特許分類: G06T 1/00, 東京都千代田区九段南四丁目8番24号 Tokyo (JP). 株式会社 モリタ製作所 (J. MORITA MANUFACTURING CORPORATION) [JP/JP]; 〒612-8213 京都府京都市伏見区東浜南町680番地 Kyoto (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP01/10211
- (22) 国際出願日: 2001 年 11 月 22 日 (22.11.2001)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ: 特願 2000-358420
2000 年 11 月 24 日 (24.11.2000) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 学校法人 日本大学 (NIHON UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒102-0074
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 別府嗣信 (BEFU, Shinobu) [JP/JP]; 〒300-1622 茨城県北相馬郡利根町布川253-111 Ibaraki (JP). 新井嘉則 (ARAI, Yoshinori) [JP/JP]; 〒120-0005 東京都足立区綾瀬3-21-9 パークサイド綾瀬501号 Tokyo (JP). 綱島 均 (TSUNASHIMA, Hitoshi) [JP/JP]; 〒260-0852 千葉県千葉市中央区青葉町359-5 青葉の森公園通り7-303 Chiba (JP). 鈴木正和 (SUZUKI, Masakazu) [JP/JP]; 〒612-8213 京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社 モリタ製作所内 Kyoto (JP).

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理方法



(57) Abstract: An image processing method comprising a step of extracting a plurality of images, different in depth, of a 3-D object over a plurality of angles, a binarizing step of deleting the portion of a gray level range that has very few object components out of the plurality of images obtained by the extracting step, re-mapping the other portions into a specified gray level range, and binarizing the resultant portions, and a step of building the 3-D image of the 3-D object based on the images binarized by the binarizing step.

(57) 要約:

本発明の画像処理方法は、3次元対象物の深度の異なる複数の画像を、複数の角度に亘って抽出する抽出手順と、前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化する2値化手順と、前記2値化手順で前記2値化した画像に基づいて前記3次元対象物の3次元画像を構築する手順とを有するように構成されている。



(74) 代理人: 伊東忠彦(ITO, Tadahiko); 〒150-6032 東京都渋谷区恵比寿4丁目20番3号 恵比寿ガーデンプレイスタワー32階 Tokyo (JP).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(81) 指定国 (国内): DE, FI, JP, US.

明 細 書

画像処理方法

5 技術分野

本発明は、画像処理方法に係り、特に、3次元画像を処理するための画像処理方法に関する。

背景技術

- 10 近年、コンピュータ技術の発展に伴い、医科においてCTやMRIにより得られた3次元データを元にした生体の診断及び力学的構造解析が盛んに行なわれている。また、歯科分野でも、3次元的な画像診断が行われ、CTで撮影したデータから顎関節の3次元モデルを構築する研究が、例えば、新井嘉則、橋本光二、篠田宏司、「歯科用小照射野X線CT (Ortho-CT画像) 用3次元画像表示プログラムの開発」、歯科放射線、39「4」P224-P229,2000」等により発表されている。
- 15

しかしながら、これまでの研究におけるCT画像の画像処理方法では、人が処理する部分が多いというのが実情である。そこで、CTで撮影したデータからポスト処理が容易に行なえるような3次元モデルを半自動的に作成できるようにすることが望まれている。

- 20 また、顎関節のCT画像は、生体に放射線を照射してその透過又は反射像を複数枚、撮像することにより得る。このとき、撮像時における生体の被曝線量を最小限に留めるために、被曝線量を大きくすることができず、放射線量を小さくする必要があった。

- しかしながら、小さな放射線で画像を得た場合、その結果得られたCT画像は、
- 25 、ノイズの多い画像となるという問題があった。例えば、顎関節のCT装置では、従来の医科用CT装置の約1/100の低X線照射線量であるため、再構築した3次元画像の一部に、穴が残ってしまうという問題があった。

発明の開示

本発明は、上述した従来技術の問題を解決する、改良された画像処理方法を提供することを総括的な目的とする。

本発明の更なる目的は、高速な処理で、小さな放射線量でもノイズを低減した画像が得られる画像処理方法を提供することを目的とする。

- 5 この目的を達成するために、本発明は、3次元対象物の深度の異なる複数の画像を、1又は複数の軸に対して、複数の角度に亘って抽出する抽出手順と、前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化する2値化手順と、前記2値化手順で前記2値化した画像に基づいて前記3次元対象物の3次元
- 10 画像を構築する手順とにより、3次元対象物の3次元画像を構築するように構成する。

- また、この目的を達成するために、本発明の別の構成は、3次元対象物から、方向が異なる複数の軸上における深度の異なる複数の画像を、抽出する抽出手順と、前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度
- 15 範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化する2値化手順と、前記2値化手順で前記2値化した画像に基づいて前記3次元対象物の3次元画像を構築する手順とにより、3次元対象物の3次元画像を構築するように構成する。

- 本発明は、これらの構成により、高速な処理で、小さな放射線量でもノイズを
- 20 低減した画像が得られる画像処理方法を提供することができ、更に、3次元対象物の深度の異なる複数の画像を、複数の角度に亘って抽出し、多数の画像を得ているので、抽出対象となる成分が少ない濃度範囲を削除しても、抽出対象の画像を確実に得ることができる。また、抽出対象となる成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化することにより、
- 25 ノイズ成分を拡散できるので、ノイズの影響が小さい画像が得られる。

また、画像の精度を損なわずにノイズ成分を低減するために、深度方向に連続する所定数の画像の平均から平均化した画像を抽出する手順を含むように構成したり、又は深度方向に一画像ずつ、ずらしながら所定数の画像を平均化して、画像を抽出する手順を含むように構成することができる。

また、より高速な画像処理を行なうために、複数画像おきに1画像を平均化し、抽出する手順を含むように構成することができる。

なお、このようにしても、本発明は撮像画像数が多いので精度の低下は無視し得る。

- 5 また、ノイズ成分を低減し、抽出対象画像を確実に抽出するために、抽出対象の濃度レベルのヒストグラムにおいて、ノイズ成分を多く含む濃度分布のうち該ノイズ成分が無視できる濃度範囲を再マッピングした後、2値化する手順を含むように構成することができる。

- 10 また、背景成分又は撮像対象成分を含む画像から抽出対象成分画像を確実に抽出するために、前記撮像対象の濃度レベルのヒストグラムにおいて、背景成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度又は前記抽出対象成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度に所定の係数をかけた値に応じて再マッピングを行ない、2値化する手順を含むように構成することができる。

- 15 また、周辺画素の濃度分布を考慮して最適な画像を得るために、周辺画素の濃度分布に基づいて統計的に再マッピングを行ない、2値化する手順を含むように構成することができる。

図面の簡単な説明

- 20 本発明の他の目的、特徴及び利点は添付の図面を参照しながら、以下の説明を読むことにより、一層明瞭となるであろう。

図1は、撮像装置（オルソCT装置）の概略構成図である。

図2は、画像抽出方法を説明するための図である。

図3は、撮像によって得られる顎関節の原画像を示す写真である。

図4は、第1の実施例における画像処理のフローチャートである。

- 25 図5は、平均化処理の動作説明図である。

図6は、図3に示す顎関節画像を平均化処理した画像を示す写真である。

図7は、顎関節画像のヒストグラムを示す図である。

図8は、図7のヒストグラム特性を有する顎関節像を示す写真である。

図9は、図10のヒストグラム特性を有する顎関節像を示す写真である。

図 1 0 は、図 7 に示す濃度値 1 0 0 ～ 2 5 5 を濃度値 0 ～ 2 5 5 にマッピングし直したヒストグラムを示す図である。

図 1 1 は、部分強調後の 2 値化画像を示す図である。

図 1 2 は、原画像の 2 値化画像を示す図である。

- 5 図 1 3 は、第 1 の実施例の画像処理により得られた画像に基づいて再構築した 3 次元画像を示す写真である。

図 1 4 は、Z 軸、X 軸及び Y 軸の 3 軸を中心にした画像の切り出しを説明するための図である。

図 1 5 は、第 2 の実施例における処理手順を説明するための図である。

- 10 図 1 6 は、5 軸の画像の切り出しを説明するための図である

図 1 7 は、正多面体の図である。

図 1 8 は、従来の画像処理によって得た三次元画像を示す写真である。

図 1 9 は、第 1 の実施例によって得た三次元画像を示す写真である。

- 15 図 2 0 は、第 2 の実施例において、三方向による画像処理によって得た三次元画像を示す写真である。

上記図において用いられている主要な参照符号を以下に説明する。

1 は、システムであり、1 1 は、放射線源であり、1 2 は、検知器であり、1 3 は、アナログーデジタル変換器であり、1 4 は、汎用コンピュータであり、2 1 は、撮像対象である。

20

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

(第 1 の実施例)

- 25 本実施例では、抽出対象をオルソ (Ortho) CT 装置により得られた 3 次元データから、2 次元の画像データを抽出して処理する場合を例にとって説明する。

図 1 にオルソ CT 装置の概略構成図を示す。

撮像装置 1 は、オルソ CT 装置であり、放射線源 1 1、検知器 1 2、アナログーデジタル変換器 1 3、汎用コンピュータ 1 4 から構成されている。放射線源

1 1 は、放射線を出射しており、放射線源 1 1 から出射された放射線は、撮像対象 2 1 に照射される。放射線源 1 1 からの放射線は、撮像対象 2 1 を透過して検知器 1 2 に入射される。検知器 1 2 は、入射された放射線の強度に応じた検知信号を出力する。

- 5 なお、汎用コンピュータ 1 4 は、HDD、CD-ROM、CD-R、FDD等の記録媒体に記録された画像処理プログラムをインストールして、汎用コンピュータ 1 4 が、画像処理を行うようにしてもよい。

また、アナログーデジタル変換器 1 3 の処理を、汎用コンピュータ 1 4 が、ソフトウェアにより行うようにしてもよい。その場合は、アナログーデジタル
10 変換器 1 3 が無くてもよい。

放射線源 1 1 と検知器 1 2 とは撮像対象 2 1 を挟んで互いに対向して配置されており、Z軸を中心として少なくとも 180° 回転可能とされている。検知器 1 2 で検知された検知信号（アナログ信号）は、アナログーデジタル変換器 1 3 に供給され、デジタルデータに変換される。アナログーデジタル変換器 1 3
15 でデジタルデータに変換されたデータは、汎用コンピュータ 1 4 に供給されて画像処理が施されて、撮像対象 2 1 の 3 次元データを得ることができる。オルソ CT 装置により得られた 3 次元投影データデータは、図 2 に示されているように、 $240 \times 300 \times 300$ の円柱型の画像形成領域を有する。

本実施例における画像処理は、処理を簡単にするために、3次元データを2次元
20 元画像に低次元化し、処理後に再び3次元に再構築する。つまり、汎用コンピュータ 1 4 は、オルソ CT 装置により直接得られた円柱型の 3 次元データから、2次元の画像を切り出し、これに対して、後述するような画像処理を行ってノイズの少ない 2 値画像を得て、再び 3 次元データを再構築する。

なお、オルソ CT 装置の詳細は、[Arai Y, Tammisalo E, Iwai K et. Development of
25 Ortho Cubic Super High Resolution CT(Ortho-CT). Car'98, P780-P785(proc.), 1998] に示されている。

次に、オルソ CT 装置により直接得られた 3 次元データから、2次元の画像を切り出す方法について説明する。

図 2 は、本発明の一実施例の画像抽出方法を説明するための図を示す。

図1のオルソCT装置を用いて顎関節を撮影し、得られた3次元データから2次元画像を切り出す（抽出する）。比較的輪郭のはっきりした顎関節画像を得るために、例えば、1方向276枚、角度16方向の計4416枚の画像を切り出す。つまり、図2に示すように横300画素×縦240画素のサイズの画像を、
5 各16方向における奥行き（深度）を異ならせて276枚切り出す。なお、各抽出画像の1画素は、例えば、8ビット、256階調で表現される。

図3は、図2のようにして、切り出した顎関節の原画像を示す。図3から明らかなように画像処理が行なわれない画像は、ノイズ成分が多い。

汎用コンピュータ14は、検知器12から得られた画像を前記手順により抽出した3次元デジタルデータから上記2次元画像を抽出して内部メモリに記憶する。内部メモリに記憶された276枚の2次元画像を用いて本実施例の画像処理が実行される。
10

次に本実施例の画像処理について詳細に説明する。

図4に本発明の一実施例の画像処理のフローチャートを示す。

15 本実施例の画像処理は、主に、ステップS1～S4から構成されている。ステップS1は、ノイズ成分を低減するために複数の画像を平均化する処理を行う。ステップS2は、ステップS1で平均化処理した画像を適切にマッピングし直すステップである。ステップS2では、例えば、ヒストグラム強調法を用いる。ステップS3は、ステップS2でマッピングした1枚の画像を2値化するステップ
20 である。ステップS4は、ステップS2で2値化した画像に基づいて3次元撮像対象物の3次元画像を構築するステップである。

ところで、ステップS1及びステップS2は、ステップS3で、ノイズの少ないきれいな2次元画像を得るための処理である。従って、ステップS1及びステップS2は、ステップS3の前処理とも言えるので、ステップS1及びステップ
25 S2をステップS3に含ませてもよい。

まず、ステップS1の平均化処理について説明する。図5に本発明の一実施例の平均化処理の動作説明図を示す。

平均化処理は、例えば、図5（A）に示すように8枚の画面の対応する各画素の平均値を1枚の画面の対応する各画素値として、2次元画像を構築する処理で

ある。例えば、第1画面P1は、画面p1～p8の8枚の画面の平均、第2画面P2は、画面p2～p9の8枚の画面の平均、第3画面P3は、画面p3～p10の8枚の画面の平均となる。

図6に図5に示す顎関節画像を平均化処理した画像を示す。

- 5 ノイズ成分の大きさは、ランダムであるので、足し合わせることにより、ノイズ成分が所定値に近づき目立たなくなる。図6に示すように平均化処理によりノイズ成分が低減していることがわかる。

- このように平均化処理により各画面に対して特殊な画像処理を施すことなく、ノイズ成分を低減できる。また、本実施例では1画面ずつらしつつ8枚の画面を選択したが、図5(B)に示すように単純に8画面毎に平均化して画像を構築するようにしてもよい。また、平均化する画面数は、8画面に限定されるものでもない。さらに、平均も単純な平均値に限定されるものでもなく、画像を忠実に再現できる他の統計的な処理を施すようにしてもよい。例えば、ノイズの特性に応じて、相加平均を行ってもよい。

- 15 次に、ステップS2のヒストグラム強調法による強調処理が実行される。

ヒストグラム強調法は、画像に対して下記の式(1)を適用して濃度値a～b区間内のヒストグラムのみを強調するものである。

$$Y = 255 \times (X - a) / (b - a) \quad \dots (1)$$

- 本実施例では、まず、いくつかの濃度範囲を強調し、例えば、顎関節の輪郭を多く含む濃度値区間(a、b)を見つけ、次に、濃度値a～bを濃度値0～255にマッピングし直し、部分強調を行なうようにする。

なお、ヒストグラム強調法の詳細が、[安居院、C言語による画像処理入門、昭晃堂、2000]に示されている。

- 25 画像の濃度値のヒストグラムについて考察すると、2値化するのに適した画像では、2つの山が存在するのが一般的である。すなわち、2値化する際には、対象物と非対象物とで、それぞれピークを構成し、その違いが明確な画像であることが望ましいことになる。

以下、ヒストグラム強調について、具体的に説明する。

図7は、顎関節画像の濃度値のヒストグラムである。ヒストグラム強調処理は

、対象物である顎関節の成分を含まない濃度値範囲(顎関節の成分がほとんどない、主にノイズ成分だけで構成されている範囲)を取り除き、残った他の濃度範囲を、元の範囲に再マッピングすることより、ノイズ成分の影響を低減する。

- 図7に示す顎関節画像では、試行錯誤の結果、例えば、濃度値100未満では、顎関節の情報をあまり含まないことがわかっている。そこで、濃度値100未満を削除し、元の範囲に再マッピングして、濃度値100～255を強調することにより、ノイズが減少し、ノイズの影響を削減した画像を得ることができる。

- なお、このように不確かなデータについて足切処理を行っても、3次元の顎関節画像を再構築する上では問題はない。つまり、本発明では多くの顎関節画像を扱うので、不確かなデータについて足切処理を行っても、他の角度の顎関節画像で、その部位が明確に示されるので再構築される顎関節画像としては問題ない。例えば、ある画像におけるエッジに位置する不鮮明な部位は、他の角度の画像では、中心に位置するので、不鮮明なエッジの位置のデータを無視しても、問題はない。

- 図8は、図7に示すヒストグラム特性の顎関節の原画像であり、図9は、濃度値100未満を削除し、濃度値100～255が強調された顎関節画像であり、図10は、図9の顎関節画像のヒストグラムである。図9に示す強調後の画像は、図8に示す原画像に比べてノイズ成分が低減されており、かつ、顎関節部分と背景とのコントラストが明確になっていることがわかる。

- なお、マッピングには、種々の方法が考えられる。図7に示す濃度ヒストグラムにおいて、3つのピークの内、左のピークは、黒レベル、真ん中は背景レベル、右は白レベルによるものと推測される。そこで、中央の背景部分は、顎関節画像情報にとっては無くても問題ないので、例えば、中央の背景部分を削除して、白レベルと黒レベル近辺のものだけを使用して、強調することもできる。

- さらに、図7に示す濃度のヒストグラムにおいて、背景成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度又は前記抽出対象成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度に所定の係数をかけた値に応じて再マッピングを行なうようにしてもよい。

また、周辺の濃度分布から統計的に最も良好な画像が得られる濃度範囲を再マッピングの濃度範囲としてもよく、要はノイズの影響を低減できる濃度範囲で再

マッピングをすればよい。

ステップ2に続いて、ステップS3で、例えば、Canny法により2値化処理が実行される。次にステップS3のCanny法による2値化処理について説明する。

- 5 Canny法による2値化処理は、画像の勾配の極大を求めることによりエッジ検出を行なう2値化処理である。

まず、2つの閾値を用いて強いエッジと弱いエッジを検出する。そして、弱いエッジが強いエッジに接続されている場合に限り、弱いエッジを出力エッジに含め、2値化する。なお、このCanny法の詳細は、[CANNY, A Computational
10 Approach to Edge Detection, IEEE TRANSACTION ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, 1986] に示されている。

また、抽出画像部分に応じて閾値を経験的に最もよい画像が得られる適当な値に設定するようにしてもよい。さらに、2値化処理は、Canny法に限定されるものではなく、他の2値化法によって2値化を行なうようにしてもよい。

- 15 また、図9に示す強調後の画像を上記のCanny法により2値化したものが図11に示される2値化画像であり、図6に示す原画像をそのままCanny法により2値化したものが図12に示される2値化画像である。これによれば、図11に示される2値化画像は、図12に示される2値化画像に比べてノイズが低減していることがわかる。図12でも顎関節の輪郭が現れてはいるが、ノイズが多
20 いことがわかる。これは、図7に示す原画像のヒストグラムには、複数の山が存在しており、これは、ノイズ成分が一定の濃度値に集中しているわけではなく、濃度値100~255にも分散していることを示している。

本実施例では、ヒストグラム強調法により濃度値100~255を濃度値0~255にマッピングすることにより、濃度値100~255に存在したノイズ成分を分散させることができ、Canny法による2値化の際に勾配が小さいノイズ
25 をエッジとして検出する頻度が低減することができ、よって、ノイズ成分をさらに低減できる。

このように、ヒストグラム強調法を行なった後に、Canny法により2値化することにより効果的にノイズを低減できる。

以上のようにして2値化された2次元画像を用いて3次元画像を再構築することにより、明瞭な3次元画像を得ることができる。なお、3次元画像は、例えば、画像の切り出しと逆のアルゴリズムで再構成することができる。

図13に上記の画像処理により得られた画像に基づいて再構築した3次元画像
5 を示す。

本実施例によれば、小さい放射線被曝量で撮像されたノイズの多い、2次元画像から明瞭な3次元画像を得ることができる。このとき、本実施例では、複数枚の画像を平均化処理した画像をヒストグラム強調法を行なった後、2値化を行なうことにより、複雑な処理を行なうことなくノイズの影響を小さくしつつエッジ
10 検出を行なうことができる。このため、ノイズの影響を最小限にできる。

なお、本実施例では、4416枚の全画像に対して同じ処理を行なったが、抽出部分に応じてその部分に最適な平均化処理、2値化処理を適用するようにしてもよい。例えば、閾値をかえつつ抽出結果をとり、部分毎に最適な画像が得られる閾値を設定して、撮像部分に応じて閾値を切り換えるようにする。

また、本実施例では、顎関節に適用した例について説明したが、本願発明の画像処理は顎関節だけでなく、放射線被曝線量が問題となり、少ない放射線で撮像を行なわなければならない撮像対象について適用可能である。

また、本実施例における画像処理方法は、Z軸を中心に多方向から画像を切り出し、一方向では得られないエッジを補間するものであった。Z軸に替えて、X
20 軸又はY軸を中心に多方向から画像を切り出してもよい。

また、

① XY平面で原点を中心に45度回転したX軸及びY軸

② YZ平面で原点を中心に45度回転したY軸及びZ軸

③ ZX平面で原点を中心に45度回転したZ軸及びX軸

25 を中心に多方向から画像を切り出してもよい。

また、複数の軸を中心に多方向から画像を切り出すようにしてもよい。

(第2の実施例)

ところで、上記した画像処理方法は、図14に示されているように、例えば、Z軸を中心に、多方向から切り出した多くの画像に対して画像処理が行われるの

で、多くの時間を要するという問題がある。

例えば、1方向276枚、角度16方向の計4416枚の画像を切り出した場合の要処理時間について計測したところ、コンピュータの仕様によって異なるが、800MHzで動作する256MBのRAMメモリのコンピュータで実施した例
5 では、画像切り出しに約15分、画像処理および再構築に約35分、3次元表示に約5分の計55分の時間を要した。臨床で応用できる時間は約10分であると言われており、このままでは、実用的とは言えない。

そこで、従来は三次元上で一つの軸に対し多方向から処理を行ってきたが、第2の実施例では、第15図に示すように、撮像装置を用いて得られた3次元データ (A) から、X軸、Y軸及びZ軸の各一方向、計三方向の2次元画像を切り出す (B)。この切り出したに対して、図4に示すような、平均化処理、ヒストグラム強調処理、2値化処理を行う (C)。この得られた2次元画像を用いて3次元画像を再構築して、内部メモリに記憶する (D)。内部メモリに記憶された3次元画像を表示する。なお、本実施例において、画像の切り出し以外は、上記第
10 1の実施例の画像処理方法が利用できる。

なお、上記実施例はX、Y及びZ軸三方向から画像を切り出す場合について説明したが、それ以外の場合でも実施できる。

例えば、

- ① XY平面で原点を中心に45度回転したX軸及びY軸
 - 20 ② YZ平面で原点を中心に45度回転したY軸及びZ軸
 - ③ ZX平面で原点を中心に45度回転したZ軸及びX軸
- の一部又は全部を前記X、Y及びZ軸に加えてもよい。

例えば、図16に、X、Y及びZ軸に、XY平面で原点を中心に45度回転したX'軸及びY'軸からなる5軸の方向で切り出す例を示す。

25 また、図17に示す正四面体 (A)、正六面体 (B)、正八面体 (C)、正十二面体 (D)、正二十面体 (E) の正多面体の各面の中心と正多面体の中心を結ぶ線の一部又は全部を軸としてもよい。

実際に、図15に示されている方法で、三方向から処理した三次元画像を図20に示す。従来の方法による三次元画像を図18に示し、第1の実施例の方法に

よる三次元画像を図19に示す。図20の3次元画像は、図19の3次元画像と比較して、多少のノイズは見られるが対象物の形状認知可能な三次元画像が得られた。また、図20の3次元画像は、図18の3次元画像と比較して、欠損もなく対象物の形状認知可能な三次元画像であることがわかる。

- 5 また、処理時間は三次元投影データの読み込みから、ファイルの作成完了まで約14分であった。これまでの16方向処理では約55分と比較して、約1/4の時間で三次元画像を得ることができた。

このように、図20の画像は、16方向の三次元画像と比べると多少劣る部分もあることが見受けられるが、形状把握を目的とするならば、計算時間を考慮して三方向による画像処理によって得た三次元画像は有効であると考えられる。

10 上述の如く、第1及び第2の実施例は、3次元対象物の深度の異なる複数の画像を、複数の角度又は1又は複数の軸に関して抽出し、多数の画像を得ているので、抽出対象となる成分が少ない濃度範囲を削除しても、抽出対象の画像を確実に得ることができ、また、抽出対象となる成分が少ない濃度範囲を削除し、他の

15 部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化することにより、ノイズ成分を拡散できるので、ノイズの影響が小さい画像が得られる等の特長を有する。

また、第1及び第2の実施例は、深度方向に連続する所定数の画像の平均から平均化した画像を抽出することにより、画像の精度を損なわずにノイズ成分を低減できるため、ノイズの影響が小さい画像が得られる等の特長を有する。

- 20 また、第1及び第2の実施例は、深度方向に一画像ずつ、ずらしながら平均化し、画像を抽出することにより、画像の精度を損なわずにノイズ成分を低減できるため、ノイズの影響が小さい画像が得られる等の特長を有する。

また、本発明は、複数画像おきに1画像を平均化して、抽出することにより、高速に画像処理を行なえ、このとき、本発明では撮像画像数が多いので精度の低下を小さくできる等の特長を有する。

25 また、第1及び第2の実施例は、マッピングの際に、撮像対象の濃度レベルのヒストグラムにおいて、ノイズ成分を多く含む濃度分布のうち該ノイズ成分が無視できる濃度を閾値とすることにより、ノイズ成分を含めことなく、再マッピングを行なうので、ノイズを低減でき、抽出対象を確実に抽出できる等の特長

を有する。

また、第 1 及び第 2 の実施例は、背景成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度又は撮像対象成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度に所定の係数をかけた値に基づいて再マッピングを行うことにより、背景成分又は撮像対象成分を含む濃度成分を確実に抽出できる等の特長を有する。

また、第 1 及び第 2 の実施例は、統計的に最適な画像が得られる閾値が設定されるので、3 次元画像構築に最適な画像が得られる等の特長を有する。

また、図 1 の汎用コンピュータ 14 には、3 次元対象物の深度の異なる複数の画像を、1 又は複数の軸に対して、複数の角度に亘って抽出する抽出手順と、前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2 値化する 2 値化手順と、前記 2 値化手順で前記 2 値化した画像に基づいて前記 3 次元対象物の 3 次元画像を構築する手順とをコンピュータに実行させるプログラムがインストールされて、このプログラムによって、上記第 1 及び第 2 の実施例における画像処理が行われてもよい。

なお、本発明は上記の実施例に限定されるものではなく、請求の範囲の記載を逸脱することなく、種々の変形例が可能であることは言うまでもない。

請 求 の 範 囲

1. 3次元対象物の深度の異なる複数の画像を、1又は複数の軸に対して、複数の角度に亘って抽出する抽出手順と、
- 5 前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化する2値化手順と、
前記2値化手順で前記2値化した画像に基づいて前記3次元対象物の3次元画像を構築する手順とを有することを特徴とする画像処理方法。
- 10 2. 3次元対象物から、方向が異なる複数の軸上における深度の異なる複数の画像を、抽出する抽出手順と、
前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化する2値化手順と、
- 15 前記2値化手順で前記2値化した画像に基づいて前記3次元対象物の3次元画像を構築する手順とを有することを特徴とする画像処理方法。
- 20 3. 前記2値化手順は、前記深度方向に連続する所定数の画像の平均から平均化した画像を抽出する平均化手順を有することを特徴とする請求項1又2記載の画像処理方法。
4. 前記平均化手順は、前記深度方向に一画像ずつ、ずらしながら平均化し、画像を抽出することを特徴とする請求項3記載の画像処理方法。
- 25 5. 前記平均化手順は、複数画像おきに1画像を平均化し、抽出することを特徴とする請求項4記載の画像処理方法。
6. 前記2値化手順は、前記抽出対象の濃度レベルのヒストグラムにおいて、ノ

イズ成分を多く含む濃度分布のうち該ノイズ成分が無視できる濃度範囲を再マッピングした後、2値化することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか一項記載の画像処理方法。

- 5 7. 前記2値化手順は、前記撮像対象の濃度レベルのヒストグラムにおいて、背景成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度又は前記抽出対象成分を多く含む濃度範囲のピーク濃度に所定の係数をかけた値に応じて再マッピングを行ない、2値化することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか一項記載の画像処理方法。

- 10 8. 前記2値化手順は、周辺画素の濃度分布に基づいて統計的に再マッピングを行ない、2値化することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか一項記載の画像処理方法。

- 15 9. 3次元対象物の深度の異なる複数の画像を、1又は複数の軸に対して、複数の角度に亘って抽出する抽出手順と、

前記抽出手順で得られた前記複数の画像のうち、対象物の成分が少ない濃度範囲を削除し、他の部分を所定の濃度値範囲にマッピングし直し、2値化する2値化手順と、

- 20 前記2値化手順で前記2値化した画像に基づいて前記3次元対象物の3次元画像を構築する手順とをコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

10. 請求項9記載の画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体。

FIG. 1

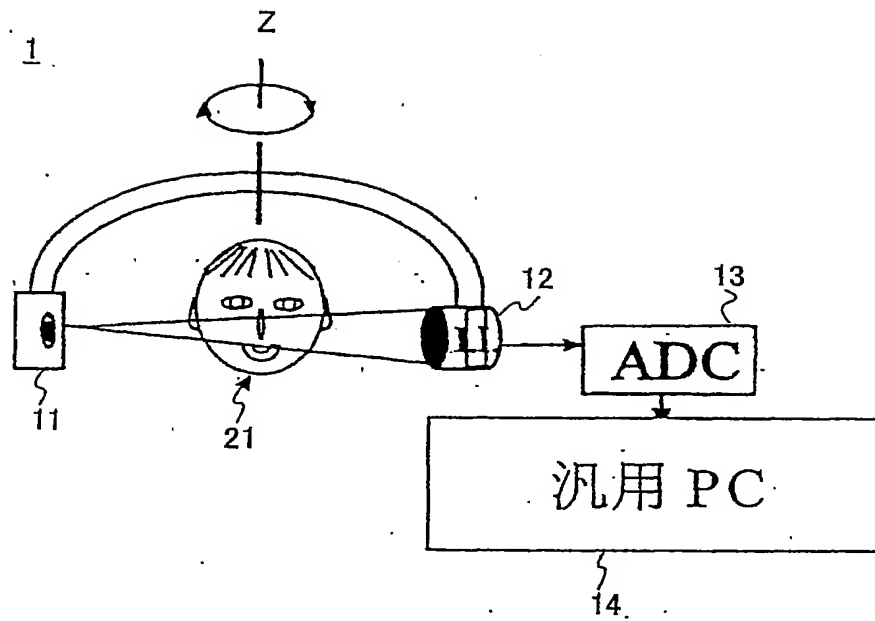


FIG. 2

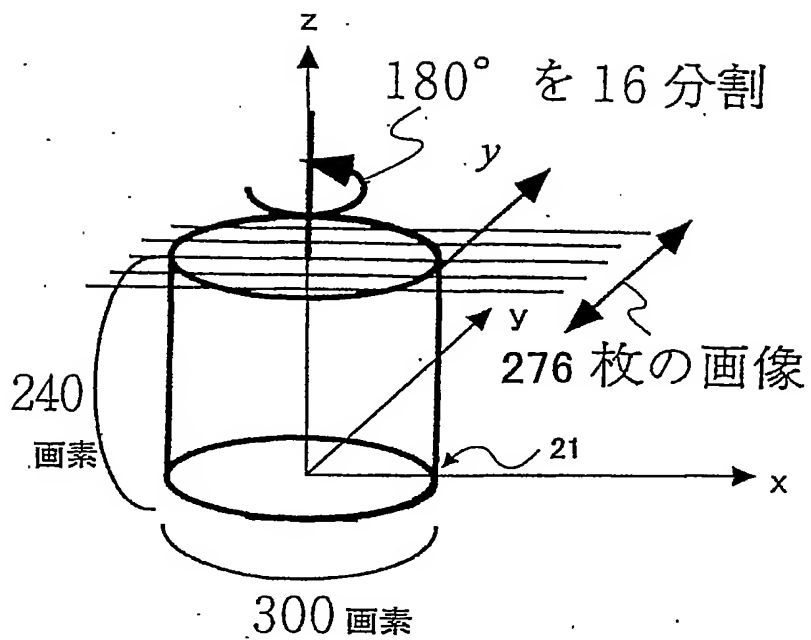


FIG.3

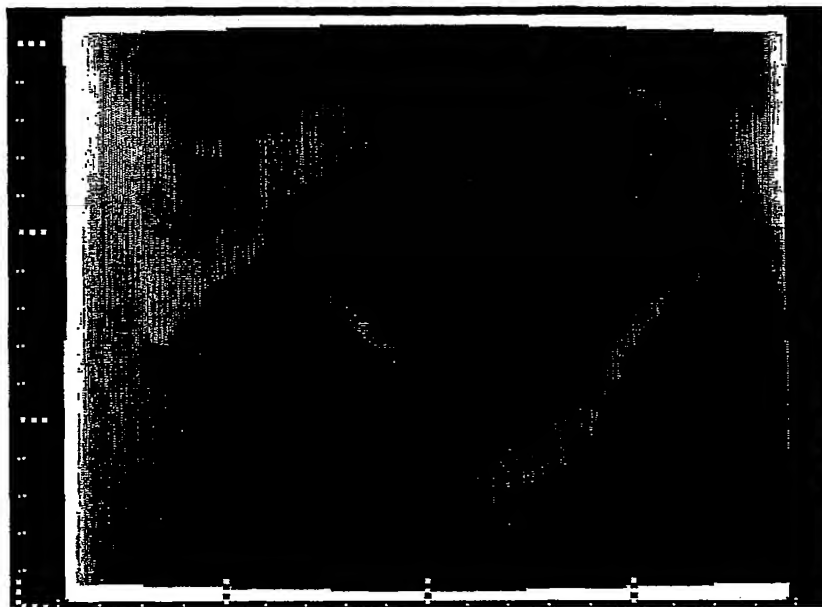


FIG. 4

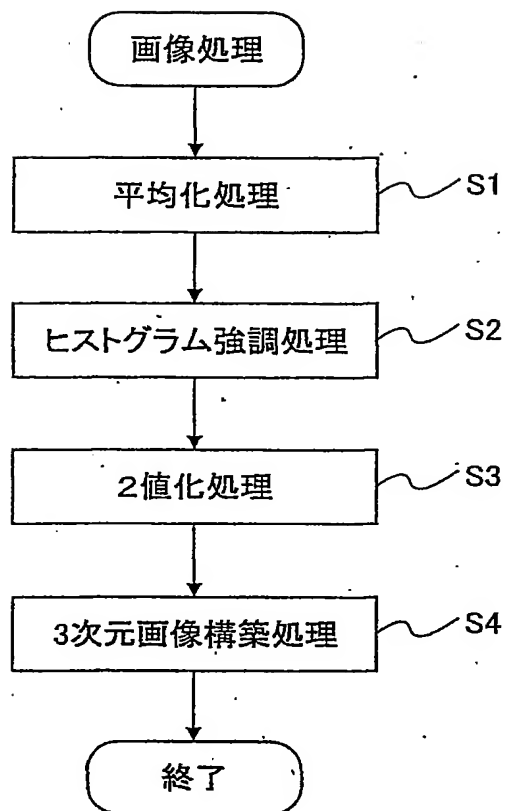


FIG. 5

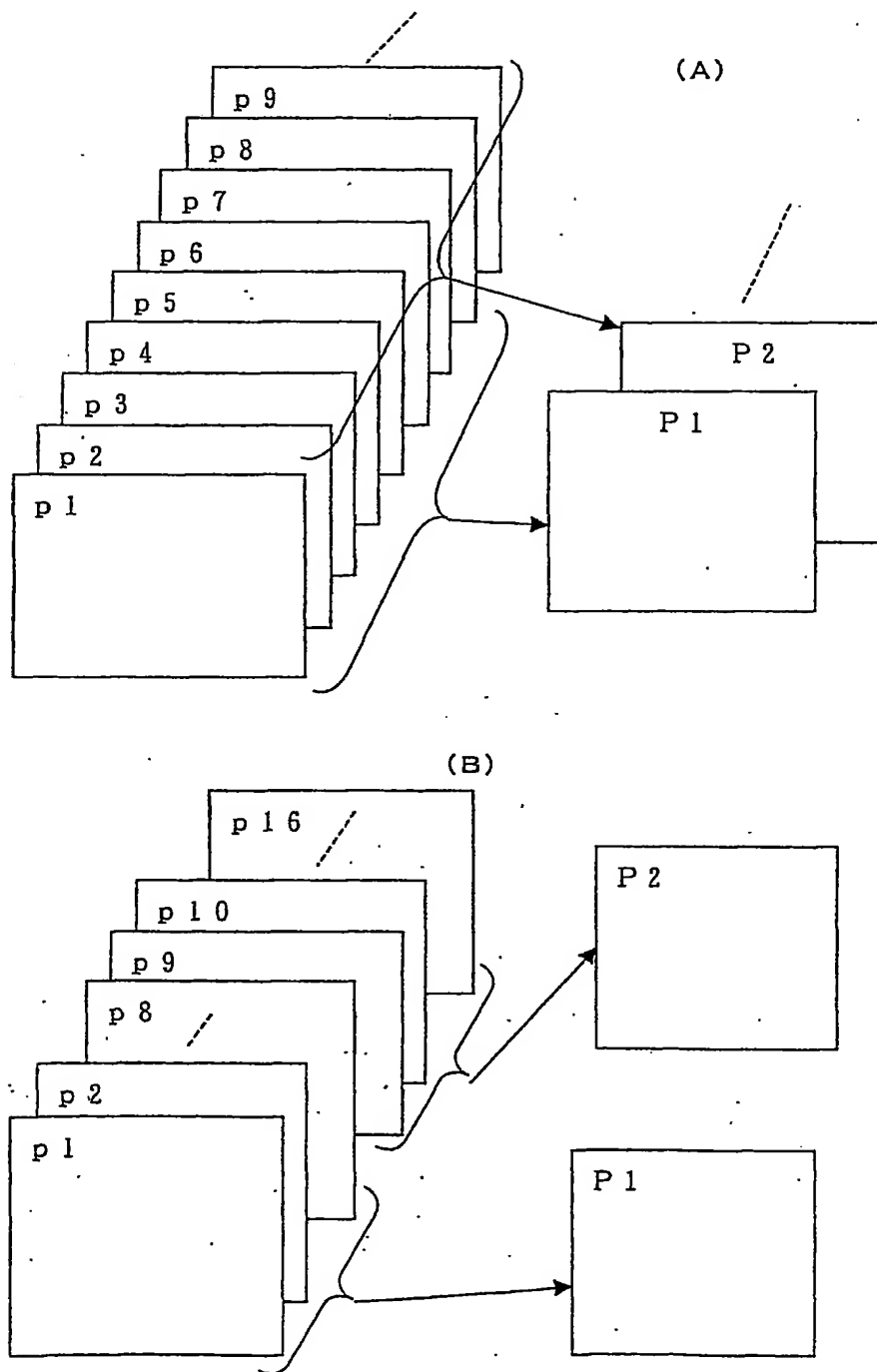


FIG.6

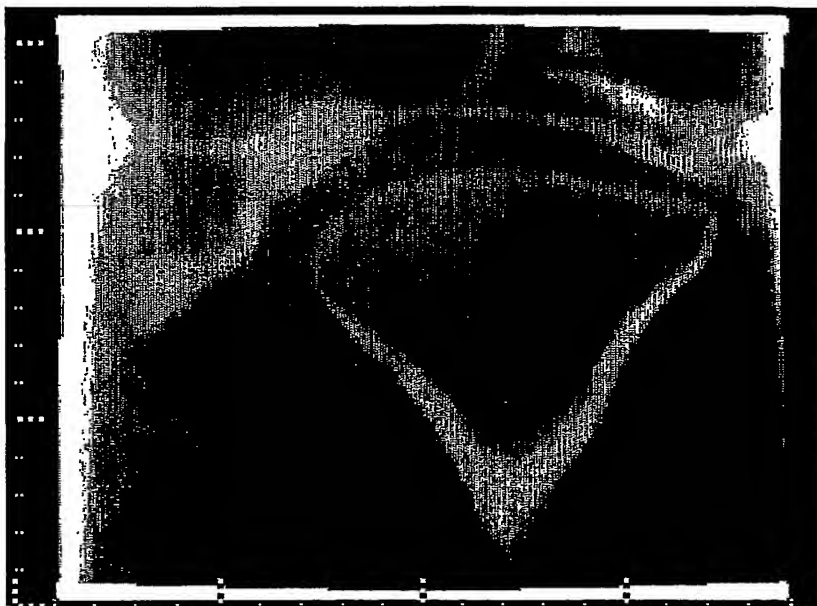


FIG. 7

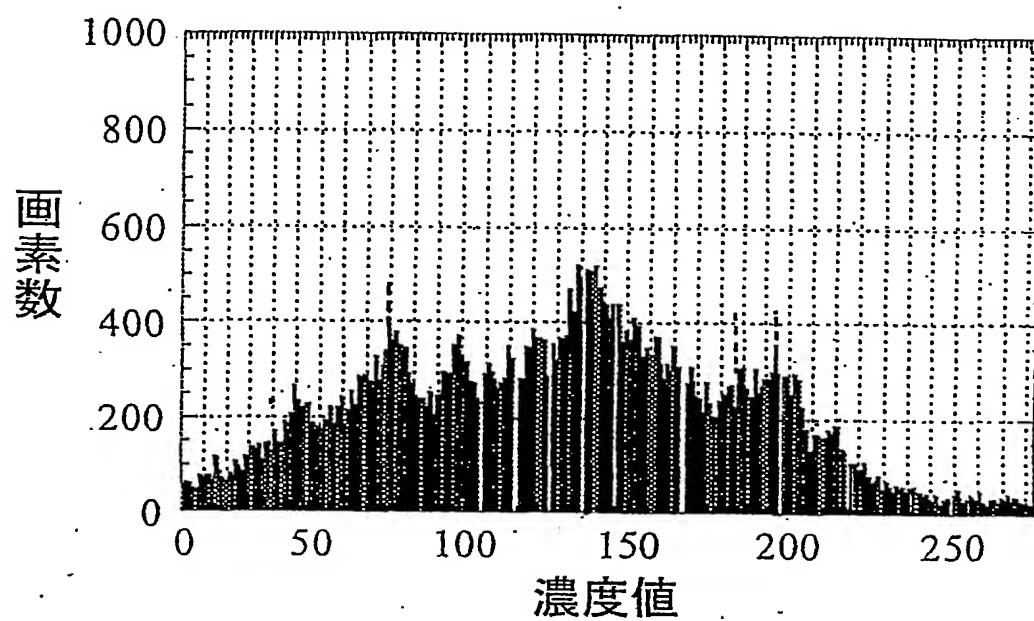


FIG.8

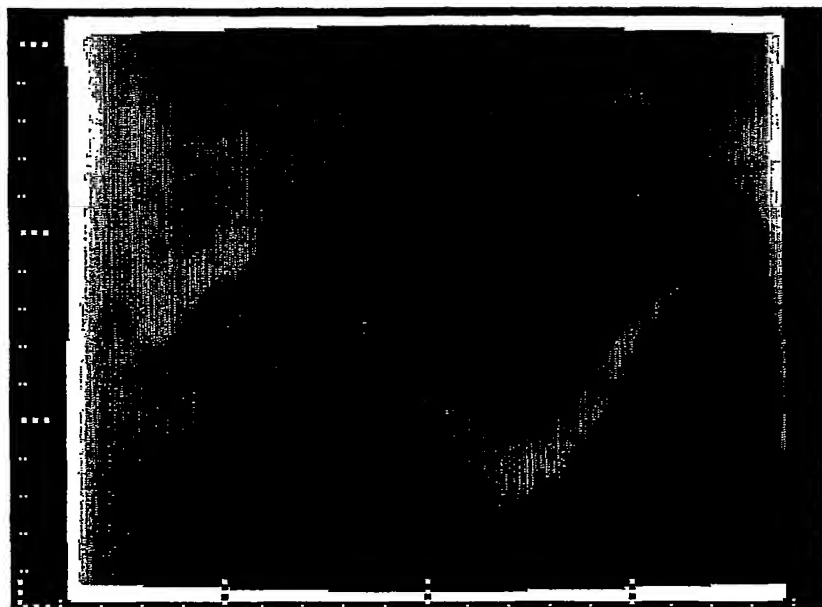


FIG.9



FIG. 10

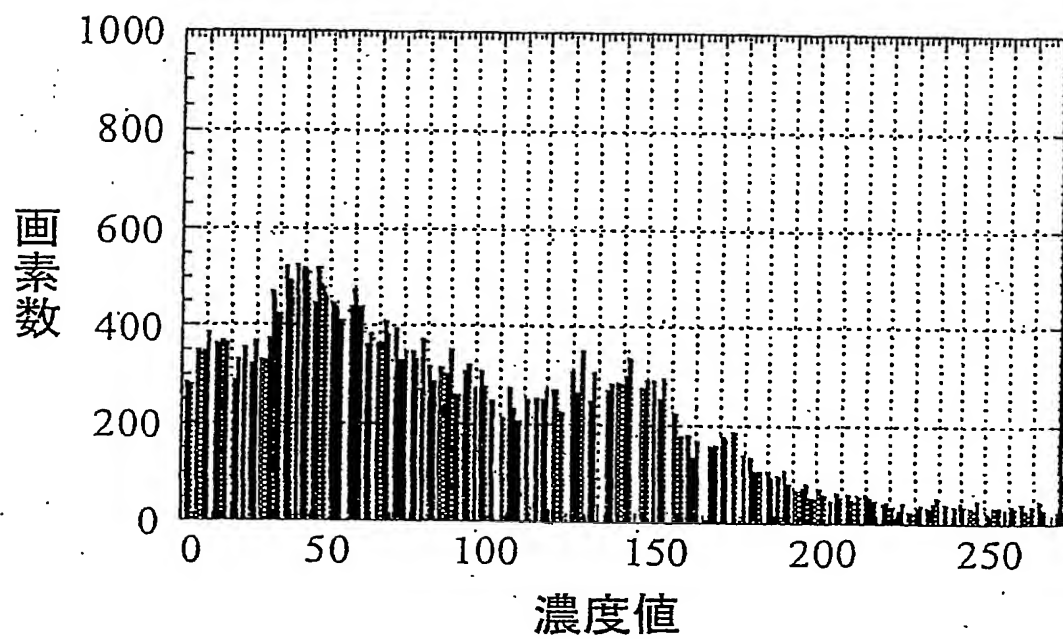


FIG. 11

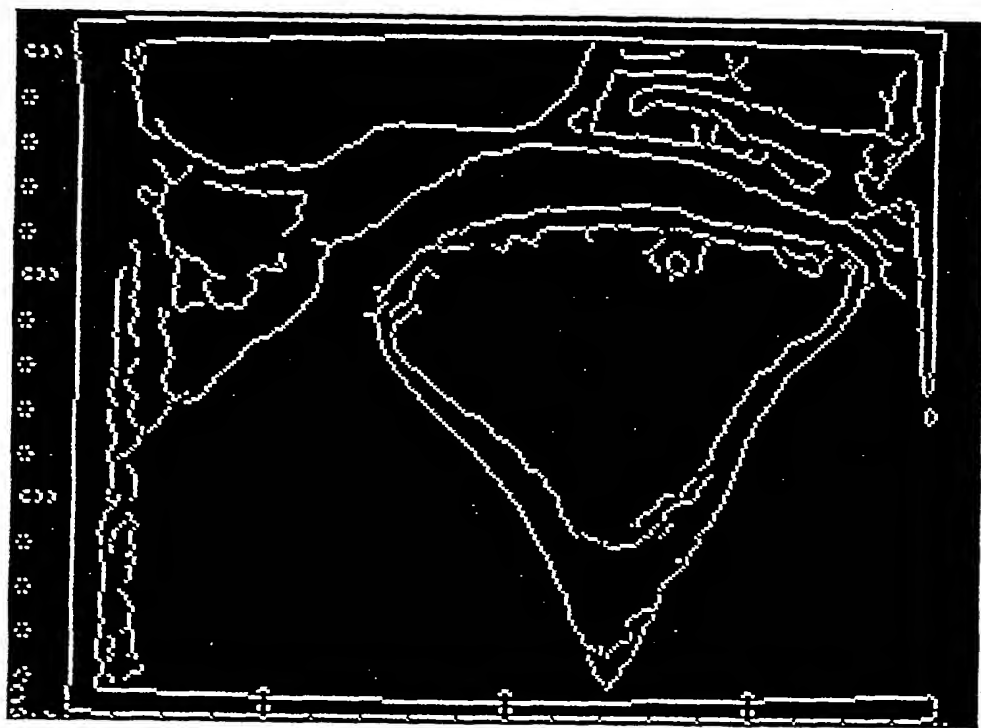


FIG. 12

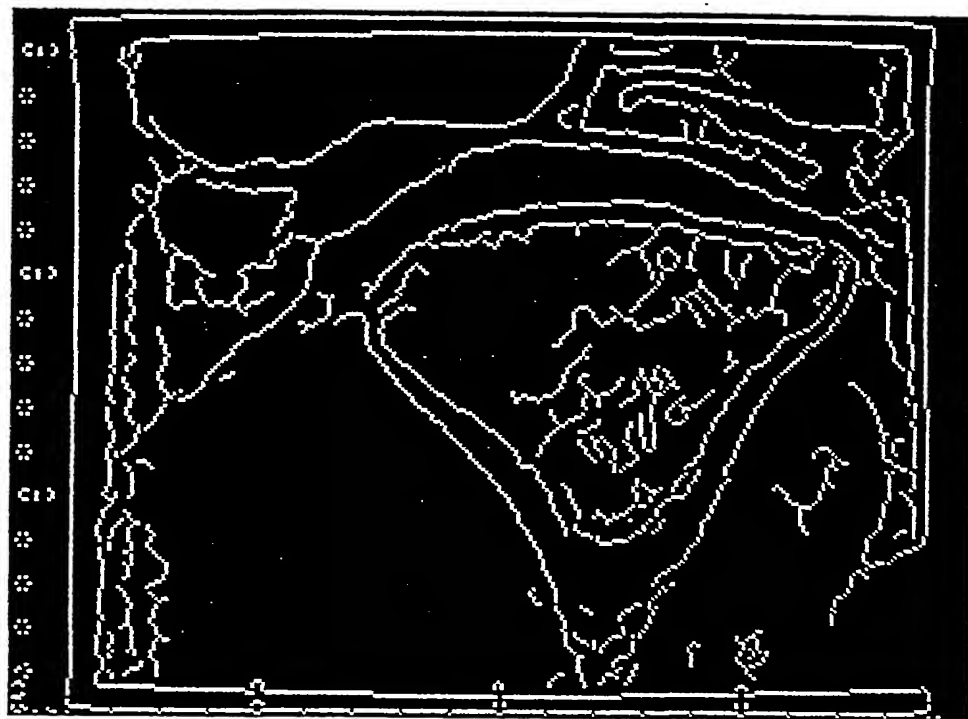


FIG.13

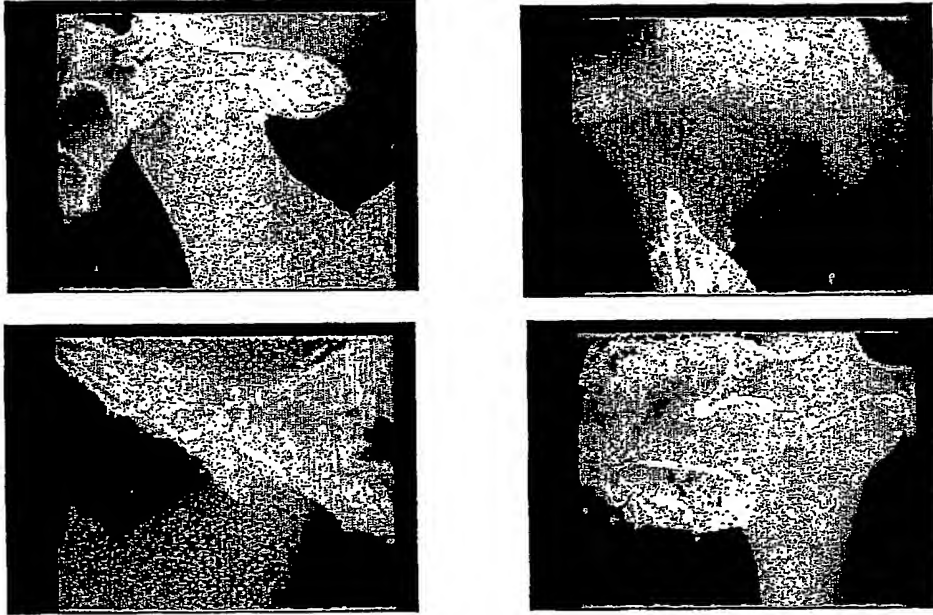


FIG.14

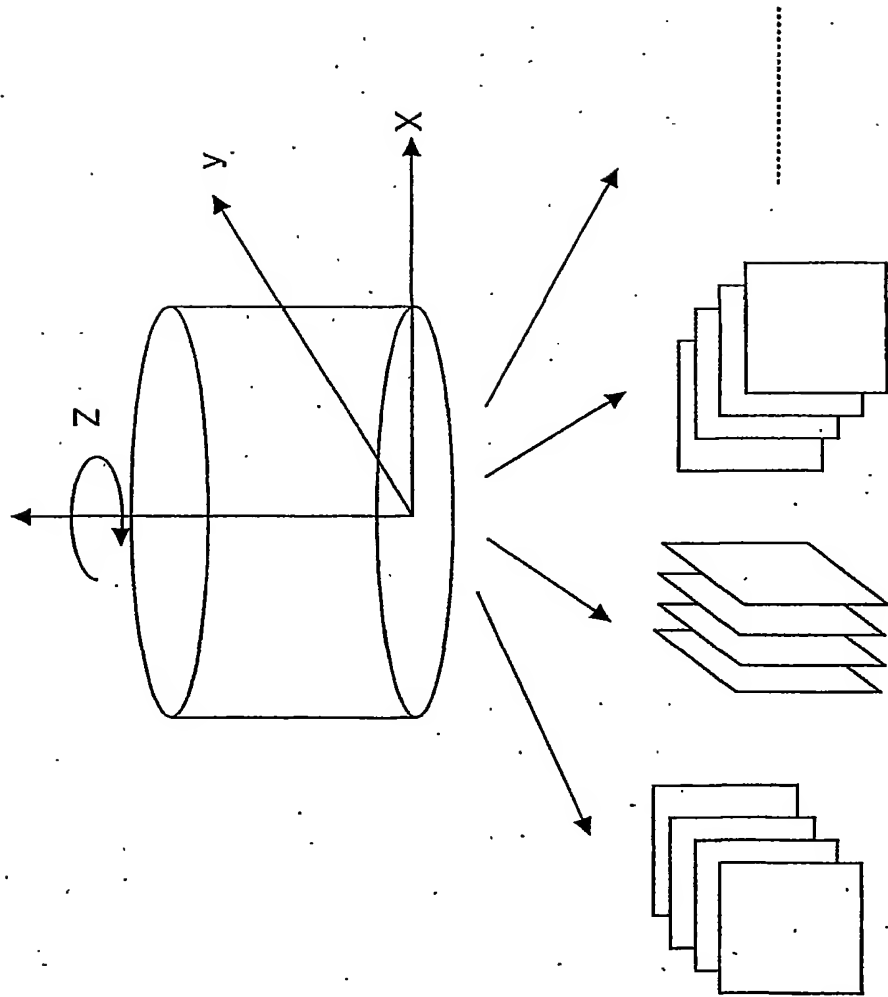


FIG.15

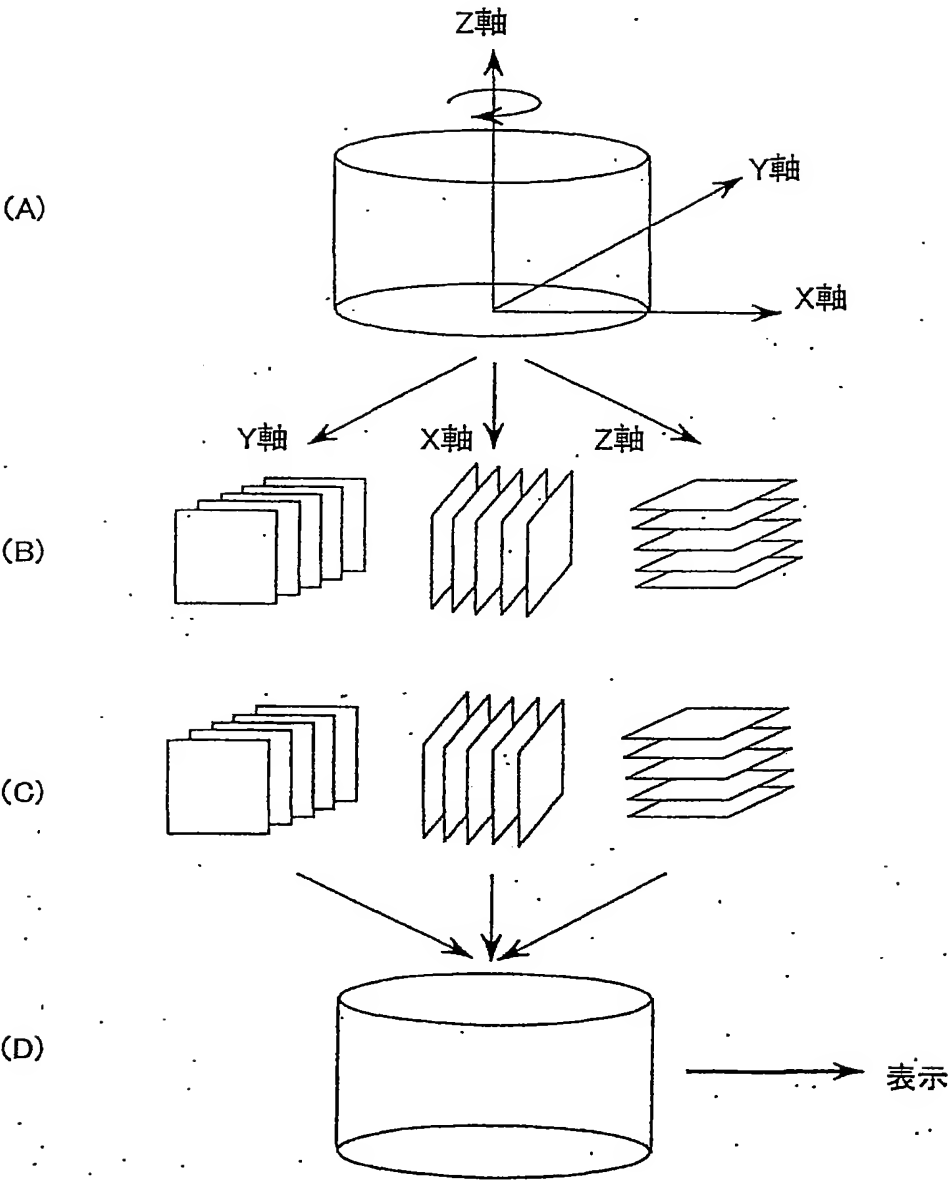


FIG.16

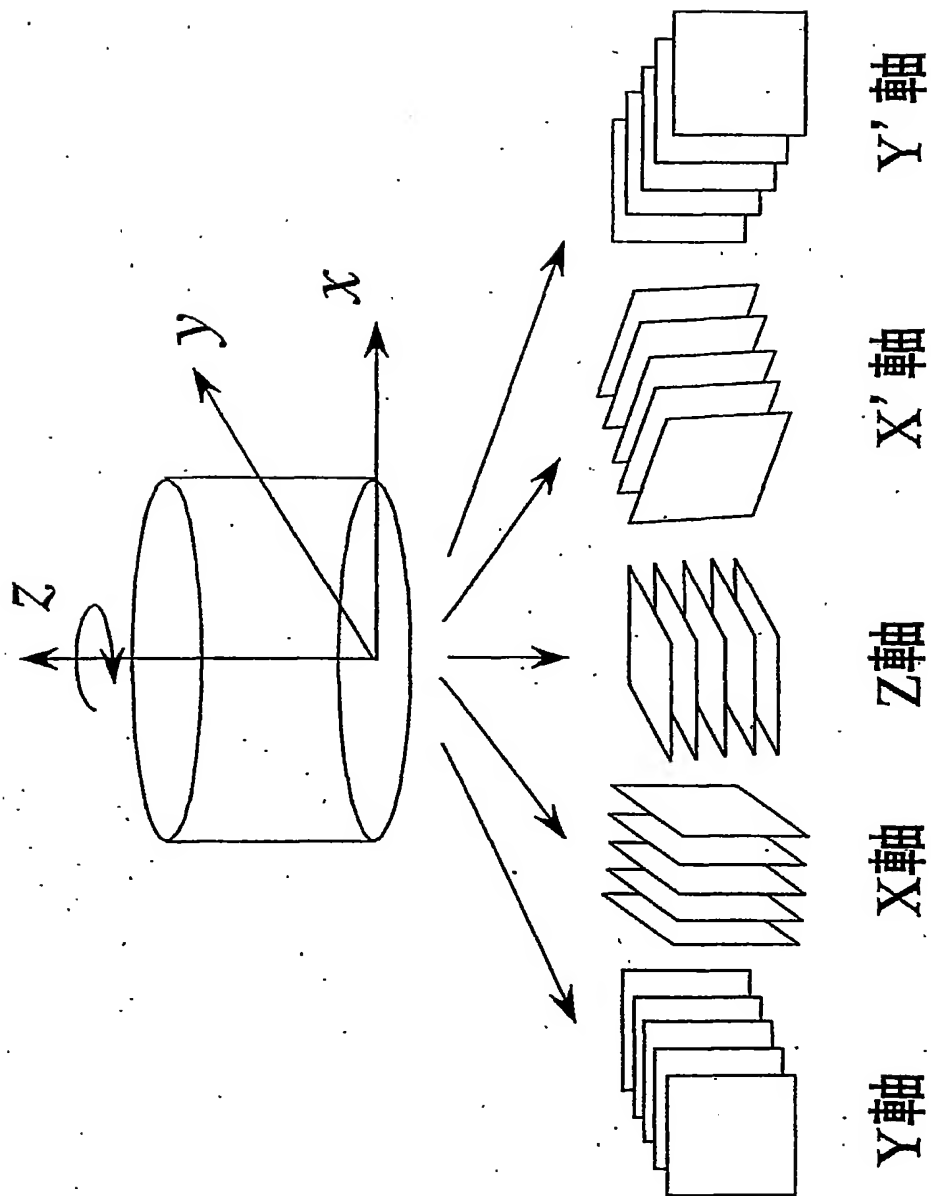


FIG.17

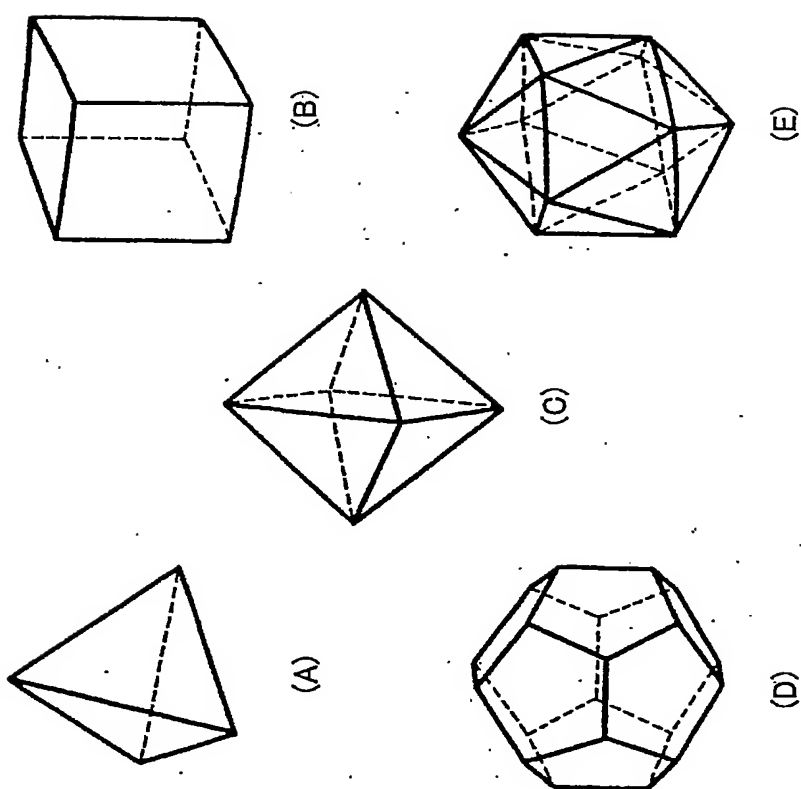


FIG.18



FIG.19

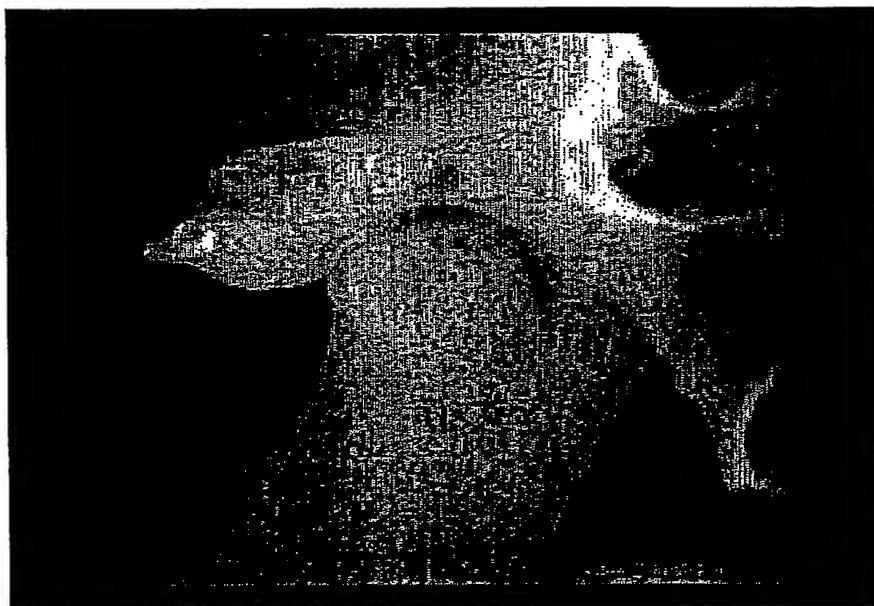


FIG.20



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/10211

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ G06T1/00, A61B6/03, A61B6/03, A61B6/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ G06T1/00, G06T15/00, A61B6/03, A61B6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JICST FILE (JOIS), PATENT FILE (PATOLIS)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A | JP 3-121579 A (Toshiba Corporation), 23 May, 1991 (23.05.1991) (Family: none) pages 1 to 2; drawings | 1-10 |
| A | JP 7-14023 A (GE Yokogawa Medical System, Ltd.), 17 January, 1995 (17.01.1995) (Family: none) Full text; all drawings | 1-10 |
| A | JP 2000-30044 A (Shimazu Corporation), 28 January, 2000 (28.01.2000) (Family: none) Full text; all drawings | 1-10 |
| A | JP 62-129035 A (GE Yokogawa Medical System, Ltd.), 11 June, 1987 (11.06.1987) (Family: none) Full text; all drawings | 1-10 |
| A | JP 1-88783 A (Toshiba Corporation), 03 April, 1989 (03.04.1989) (Family: none) Full text; all drawings | 1-10 |

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 January, 2002 (28.01.02)Date of mailing of the international search report
05 February, 2002 (05.02.02)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/10211

| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|-------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | JP 1-88786 A (Toshiba Corporation), 03 April, 1989 (03.04.1989) (Family: none) Full text; all drawings | 1-10 |
| A | JP 1-88787 A (Toshiba Corporation), 03 April, 1989 (03.04.1989) (Family: none) Full text; all drawings | 1-10 |
| T | Tsugunobu BEPPU et al., "Ortho-CTwo mochiita Ago Kansetsu no 3-Jigen Model Kouchiku ni kansuru Kenkyu", Denshi Joho Tsuushin Gakkai Gijutsu Kenkyu Houkoku, Vol.100, No.596, pages 145 to 149, 18 January, 2001 (18.01.2001), (in Japan) Full text; all drawings | 1-10 |

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl¹ G06T1/00 A61B6/03 , A61B6/03 , A61B6/14

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl¹ G06T1/00 , G06T15/00 , A61B6/03 , A61B6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)
JICSTファイル(JOIS) , 特許ファイル(PATOLIS)

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 |
|-----------------|------------------------------------------------------------------------|------------------|
| A | JP 3-121579 A (株式会社東芝) 1991. 05. 23 (ファミリーなし) 第1-2頁, 全図 | 1-10 |
| A | JP 7-14023 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1995. 01. 17 (ファミリーなし) 全文, 全図 | 1-10 |

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

28. 01. 02

国際調査報告の発送日

05.02.02

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

真木 健彦



5H

9569

電話番号 03-3581-1101 内線 3531

| C (続き) 関連すると認められる文献 | | |
|---------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------|
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 |
| A | JP 2000-30044 A (株式会社島津製作所) 2000.01.28 (ファミリーなし) 全文, 全図 | 1-10 |
| A | JP 62-129035 A (横河メディカルシステム株式会社) 1987.06.11 (ファミリーなし) 全文, 全図 | 1-10 |
| A | JP 1-88783 A (株式会社東芝) 1989.04.03 (ファミリーなし) 全文, 全図 | 1-10 |
| A | JP 1-88786 A (株式会社東芝) 1989.04.03 (ファミリーなし) 全文, 全図 | 1-10 |
| A | JP 1-88787 A (株式会社東芝) 1989.04.03 (ファミリーなし) 全文, 全図 | 1-10 |
| T | 別府嗣信 網島均 新井嘉則, Ortho-CTを用いた顎関節の3次元モデル構築に関する研究, 電子情報通信学会技術研究報告 Vol.100 No.596 P.145-149, 2001.01.18, (日本国内) 全文, 全図 | 1-10 |